

Activación de la musculatura del tronco en ejercicios de puente frontal con diferentes grados de inclinación

Trabajo Final de Máster

Pedro Moreno Navarro

Tutor académico: Francisco J. Vera-García

Co-tutor: David Barbado Murillo

Resumen

El objetivo del estudio fue analizar la coactivación de los músculos del tronco durante ejercicios de puente frontal a distintos grados de inclinación. Veinticuatro personas participaron voluntariamente en el estudio a los que se les registró la electromiografía de los músculos rectus, obliquus externus y obliquus internus abdominis y erector spinae durante la realización del ejercicio de puente frontal con los codos extendidos y apoyo de pies en el suelo (posición convencional) o en una espaldera a 5 alturas distintas (desde decúbito supino hasta una posición cercana a la vertical). Esta información puede ser útil para optimizar la prescripción de ejercicios de estabilidad raquídea, especialmente en disciplinas deportivas como la gimnasia, donde las situaciones de inversión son comunes.

Palabras clave: músculos del tronco, electromiografía, ejercicio de estabilidad, inversión.

Introducción

La estabilidad del raquis es la habilidad de la columna vertebral para mantener su estado de equilibrio estático cuando es sometida a fuerzas perturbadoras o desequilibrantes (Bergmark, 1989). La estabilización del raquis depende de la participación coordinada de tres sistemas: las estructuras pasivas (ligamentos, estructuras óseas, cartílagos, etc.), las estructuras activas (músculos y tendones) y el sistema de control motor (Panjabi, 1992). Según estudios "in vitro" las estructuras pasivas sólo pueden mantener la estabilidad de la columna vertebral ante cargas menores a 90 N (Crisco, Panjabi, Yamamoto, & Oxland, 1992), por lo que el control neuromuscular del tronco juega un rol crítico en la estabilidad del raquis (McGill, Grenier, Kavcic, & Cholewicki, 2003).

El entrenamiento de la estabilidad del tronco es muy popular en la actualidad, dado que ha sido señalado como un factor determinante en la prevención y el tratamiento de patologías del raquis lumbar (McGill, 2002), así como un factor significativo en la prevención de lesiones de rodilla (Kibler, Press, & Sciascia, 2006; Zazulak, Cholewicki, & Reeves, 2008). Es sobre todo destacable su papel en la prevención y el tratamiento del dolor lumbar, debido a su alta prevalencia en la sociedad actual (Encuesta nacional de salud 2011-2012: 18,6% de la población adulta de 16 y más años), siendo una de las causas principales del elevado coste socio-sanitario de las sociedades industrializadas (Becker et al., 2010). Por otro lado, la estabilidad del tronco también ha sido relacionada con la mejora del rendimiento deportivo (Kibler et al., 2006), aunque los resultados de los estudios experimentales que han analizado esta relación son controvertidos (Reed, Langlais, Kuznetsov, & Young, 2012).

Una gran variedad de ejercicios son utilizados para el desarrollo de la estabilidad del tronco (McGill, 2002). Muchos de estos ejercicios consisten en mantener el raquis en una posición “neutra”, mientras fuerzas internas o externas son aplicadas sobre el tronco, usando diferentes estrategias (García-Vaquero, Moreside, Brontons-Gil, Peco-González, & Vera-Garcia, 2012): a) mantener la pelvis elevada del suelo en decúbito supino, prono o lateral durante ejercicios comúnmente conocidos como ejercicios de “puentes” o “planchas” (García-Vaquero et al., 2012; Stevens, Bouche, Mahieu, Coorevits, Vanderstraeten, & Danneels, 2006; Vera-Garcia, Barbado, Flores-Parodi, Alonso-Roque, & Elvira, 2014); b) ejecutar movimientos con las extremidades en diferentes posiciones, como por ejemplo en cuadrupedia (“perro de muestra”) o en decúbito supino (“bicho muerto”) (Bjerkefors, Ekblom, Josefsson, & Thorstensson, 2010; García-Vaquero et al.,

2012; F. Vera-Garcia et al., 2014); c) utilizar diversos materiales o instrumentos, como por ejemplo superficies inestables (BOSU™ balance trainer, Fitball, etc.) (Behm, Leonard, Young, Bonsey, & MacKinnon, 2005; F. Vera-Garcia et al., 2014), barras oscilantes (Bodyblade®, Flexibar®) (Sanchez-Zuriaga, Vera-Garcia, Moreside, & McGill, 2009; Vera-García, Moreside, Parodi, & McGill, 2007), correas de suspensión (TRX, Sling, etc) (McGill, Cannon, & Andersen, 2014), etc.; y d) combinar varias o todas las estrategias anteriores.

Existen numerosos estudios electromiográficos que han permitido conocer el nivel de activación y la coordinación de los músculos del tronco durante la ejecución de diversas variaciones de los ejercicios de estabilización, como por ejemplo: puentes cortos (apoyo sobre rodillas) vs. puentes largos (apoyos sobre pies) (Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007; Vera-Garcia et al., 2014); puentes con codos flexionados vs. codos extendidos (Vera-Garcia et al., 2014); ejercicios con movimientos de extremidades vs. ejercicios isométricos (McGill & Karpowicz, 2009; Vera-Garcia et al., 2014); apoyo sobre superficies estables vs. superficies inestables (Behm et al., 2005; HyungKyu, JinHwa, JaeHo, 2012; Kavcic, Grenier, McGill, 2004; McGill et al., 2014; Stevens et al., 2006; Vera-Garcia et al., 2014), etc. Sin embargo, no tenemos constancia de la existencia de estudios que hayan analizado la respuesta de los músculos del tronco ante la ejecución de puentes en posiciones invertidas (cabeza abajo).

Los resultados de estudios previos realizados con ejercicios de encorvamiento del tronco sobre planos inclinados mostraron una mayor activación de los músculos del abdomen al realizar los ejercicios en posiciones invertidas en comparación con la posición horizontal (Escamilla et al., 2006; Guimaraes, Vaz, De Campos, & Marantes, 1991; Lopez-Valenciano, Bivia-Roig, Lison-Parraga, & Vera-Garcia, 2013; Monfort, 1998). Esto es

debido al incremento del brazo de la fuerza peso con el aumento de la inclinación (Lopez-Valenciano et al., 2013; Monfort, 1998). No obstante, desde un punto de vista biomecánico el análisis del efecto de la inclinación durante la ejecución de puentes en posición invertida es más complejo, ya que se debe tener en cuenta tanto los cambios en los brazos de palanca, como los cambios en la base de sustentación y la altura del centro de gravedad. Así, aunque el incremento del ángulo de inclinación en este tipo de acciones reduce el brazo de la fuerza peso (reduciendo la dificultad de la tarea), por otro lado eleva el centro de gravedad y reduce la base de sustentación, lo que puede dificultar el control del equilibrio corporal. Además, el ser humano generalmente no está familiarizado con el control del equilibrio en posiciones invertidas (con algunas excepciones: gimnastas, acróbatas, etc.), lo que posiblemente puede dificultar el control postural del tronco e incrementa el nivel de coactivación muscular. Por todo ello, es necesario realizar estudios biomecánicos que nos permitan conocer el efecto de la inclinación del tronco sobre la dificultad de los ejercicios de estabilización y la participación muscular.

El objetivo de este estudio fue analizar, mediante electromiografía de superficie, el nivel de activación de los músculos *rectus abdominis*, *obliquus externus abdominis*, *obliquus internus abdominis* y *erector spinae* durante la realización de un puente frontal en distintos grados de inclinación (desde decúbito supino hasta una posición cercana a la vertical) (Figura 1). Esta información puede ser útil para optimizar la prescripción de ejercicios de estabilidad raquídea, especialmente en disciplinas deportivas como la gimnasia, donde las situaciones de inversión son comunes.



Figura 1: Imagen de la realización del puente frontal a distintos ángulos de inclinación.

Método

Participantes

Veinticuatro sujetos asintomáticos participaron voluntariamente en este estudio: 13 hombres (edad = 23 ± 3 años; masa = 70 ± 6 kg; altura = 1.76 ± 0.05 m) y 11 mujeres (edad = 21 ± 2 años; masa = 59 ± 5 kg; altura: 1.67 ± 0.07 m). Los sujetos eran estudiantes del Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. Todos ellos, habían superado la asignatura de gimnasia, realizando una sesión semanal durante cuatro meses de una hora y media de duración, y una evaluación final de habilidades gimnásticas. Además estaban familiarizados con el entrenamiento de estabilización del tronco a través de “puentes”. Fueron excluidos los participantes con historial de cirugía abdominal o de columna, con episodios de dolor lumbar durante los seis meses previos a la realización del estudio u otras patologías que

contraindicaran la realización de ejercicios de estabilidad de la columna vertebral. Por otro lado también fueron excluidos los participantes con patologías del sistema nervioso o que consumieran medicación que pudiera alterar los mecanismos de estabilidad. Antes del inicio de la investigación los participantes fueron informados de las características del estudio y firmaron un documento de consentimiento informado aprobado por el Comité Ético de la Universidad Miguel Hernández.

Instrumental y registro de datos

El registro de la actividad electromiográfica (EMG) se realizó con electromiógrafo de superficie *Muscle Tester ME6000*[®] (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland). Este electromiógrafo es un microordenador portátil de 8 canales con una conversión A/D de 14 bit, un *common-mode rejection ratio* de 110 dB y un filtro de banda de 8-500 Hz. La frecuencia de muestreo se programó a 1000 Hz. Durante el registro, la señal EMG fue transferida a través de un cable óptico a un ordenador compatible donde fue monitorizado mediante el programa *MegaWin 2.5*[®] y almacenada para su posterior análisis.

La señal EMG fue registrada de forma bilateral (D- = derecha I- = izquierda) en los siguientes músculos y localizaciones: *Rectus abdominis* (RA), aproximadamente 3 cm lateral al ombligo; *Obliquus externus abdominis* (OE), aproximadamente 15 cm lateral al ombligo; *Obliquus internus abdominis* (OI), sobre el centro geométrico del triángulo formado por el ligamento inguinal, el borde externo de la vaina del RA y la línea imaginaria entre la espina iliaca antero superior y el ombligo (Ng, Kippers y Richardson, 1998; Urquhart, Barker, Hodges, Story y Briggs, 2005); *Erector spinae* (ES), 3 cm lateral a la

apófisis espinosa de L3. Estos lugares de colocación fueron adaptados al sujeto en función de sus características anatómicas individuales.

Con el objeto de facilitar el proceso de colocación de los electrodos se realizó el marcaje topográfico por palpación de diferentes puntos anatómicos con lápiz dérmico (Perotto & Delagi, 2005). Las zonas de la piel elegidas para la colocación de los electrodos se rasuraron y limpiaron con alcohol para reducir la impedancia. Se colocó un par de electrodos Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Germany) en configuración bipolar, sobre vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de los músculos referidos. La separación entre electrodos (centro-centro) fue de 2 cm. Tras la colocación de los electrodos se solicitó al sujeto la ejecución de diversos movimientos para comprobar la correcta ubicación de los mismos y examinar la calidad de la señal EMG. Con el objeto de asilar y proteger los electrodos se colocó cinta adhesiva sobre la parte no metálica de los electrodos. Así mismo se utilizó una malla elástica de tronco (Elastofix® S N°7) para reducir el movimiento de los cables del electromiógrafo.

Con la intención de obtener un valor de referencia con el cual normalizar la EMG de los músculos referidos, se realizaron dos series de contracciones voluntarias isométricas máximas (MVICs) contra resistencia manual. Para los músculos abdominales, el sujeto realizó contracciones máximas de flexión del tronco, flexión lateral y rotación. Para los músculos extensores, se realizaron extensiones máximas del tronco. Cada contracción máxima fue mantenida durante 4-5 s y se dejaron 3 min de descanso entre las series. Las MVICs fueron realizadas antes del registro de los ejercicios de estabilización. El protocolo para la ejecución de las MVICs ha sido descrito en estudios anteriores (Vera-Garcia, Moreside, & McGill, 2010).

Procedimiento

Los sujetos realizaron el ejercicio de puente frontal con los codos extendidos, las manos apoyadas en el suelo y situadas a la anchura de los hombros y los pies separados a la anchura de las caderas y apoyados en el suelo (posición convencional) o en una espaldera a 5 alturas distintas (Figura 1). De este modo, se realizaron seis variaciones del ejercicio a diferentes inclinaciones, partiendo del apoyo en el suelo e incrementando el grado de “inversión del sujeto” hasta llegar prácticamente a la vertical. Durante la realización de los puentes se instruyó a los participantes para mantener el tronco alineado con sus extremidades inferiores y la columna en posición neutra.

Antes del registro de la EMG se realizó un calentamiento donde los participantes fueron instruidos verbal y visualmente sobre la realización correcta de los puentes. El orden de la ejecución de los ejercicios se distribuyó de forma aleatoria entre los sujetos para evitar que este factor condicionara los resultados. Cada ejercicio tuvo una duración de 6 s y la recuperación entre ejercicios fue de 1 min. Los ejercicios fueron supervisados por dos investigadores, que controlaron la correcta ejecución de los participantes.

Tratamiento de los datos

En primer lugar se realizó una revisión de los datos EMG para eliminar posibles artefactos. A continuación, la señal EMG filtrada mediante un filtro de banda de 10-450 Hz (Butterworth de 5 orden), rectificadas (“full wave rectified”), suavizada mediante el promedio de los datos cada 0.02 s (Software MegaWin 2.5®) y normalizada respecto a los valores EMG máximos obtenidos durante las MVICs. Posteriormente, se calculó la media de la señal EMG normalizada de los 3 s centrales de cada uno de los músculos y tareas analizadas.

Análisis estadístico

Con el objeto de comparar la amplitud media de la señal EMG normalizada, se realizó un análisis de la varianza de medidas repetidas de dos vías (ANOVA) siendo las variables intrasujeto “músculos” (8 niveles) y “tareas” (7 niveles). Cuando el ANOVA determinó la existencia de diferencias significativas, se calculó el post hoc de Bonferroni para realizar comparaciones múltiples y localizar el origen de las mismas. Para medir la esfericidad de la varianza entre pares de medidas, se llevó a cabo la prueba de esfericidad de Mauchly. La hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95% ($p \leq 0.05$). El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS (versión 18.0. Inc., Chicago, IL, USA).



Bibliografía

- Becker, A., Held, H., Redaelli, M., Strauch, K., Chenot, J., Leonhardt, C., Keller, S., Baum, E., Pfingsten, M., Kocken, M. & Donner-Banzhoff, N. (2010). Low back pain in primary care costs of care and prediction of future health care utilization. *Spine*, 35(18), 1714-1720.
- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. C., & MacKinnon, S. N. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 193-201.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica*, 60(S230), 1-54.
- Bjerkefors, A., Ekblom, M. M., Josefsson, K., & Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. doi: 10.1016/j.math.2010.05.006
- Crisco, J. J., Panjabi, M. M., Yamamoto, I., & Oxland, T. R. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 7(1), 27-32. doi: 10.1016/0268-0033(92)90004-N
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 37(12), 754-762.
- Escamilla, R. F., Babb, E., DeWitt, R., Jew, P., Kelleher, P., Burnham, T., Busch, J., D'Anna, K., Mowbray, R., Imamura, R. T. (2006). Electromyographic analysis of traditional

and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Physical Therapy*, 86(5), 656-671.

García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-García, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 398-406.

Guimaraes, A., Vaz, M. A., De Campos, M., & Marantes, R. (1991). The contribution of the rectus abdominis and rectus femoris in twelve selected abdominal exercises. An electromyographic study. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 31(2), 222-230.

HyungKyu K., JinHwa J., JaeHo, Y. (2012). Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling inpatients with low back pain. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, 510-515

Kavcic, N., Grenier, S., McGill S.M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29(20), 2319–2329.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.

Lopez-Valenciano, A., Bivia-Roig, G., Lison-Parraga, J., & Vera-García, F. (2013). electromyographic study of trunk flexion exercises on inclined board. *revista internacional de medicina y ciencias de la actividad fisica y del deporte*, 13(52), 657-671.

- McGill, S. M. (2002). *Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign, Illinois, USA: Human Kinetics.
- McGill, S. M., Cannon, J., & Andersen, J. T. (2014). Muscle activity and spine load during pulling exercises: Influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(5), 652-665.
- McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13(4), 353-359.
- McGill, S. M., & Karpowicz, A. (2009). Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(1), 118-126.
- Monfort, M. (1998). *Musculatura del tronco en ejercicios de fortalecimiento abdominal*. Valencia, España: Servei de Publicacions de la Universitat de Valencia.
- Ng, J.K., Kippers, V. y Richardson, C.A. (1998). Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 38(1), 51-58.
- Panjabi, M.M. (1992). The stabilizing system of the spine, part I: function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5, 383-389.
- Perotto, A., & Delagi, E. F. (2005). *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk: Charles C Thomas*.
- Reed, C. A., Langlais, C., Kuznetsov, V., & Young, R. (2012). Inhibitory mechanism of the Qbeta lysis protein A2. *Molecular microbiology*, 86(4), 836-844. doi: 10.1111/mmi.12021

- Sanchez-Zuriaga, D., Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2009). Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 90*(6), 1055-1060. doi: 10.1016/j.apmr.2008.12.015
- Stevens, V. K., Bouche, K. G., Mahieu, N. N., Coorevits, P. L., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. (2006). Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC musculoskeletal disorders, 7*(1), 75.
- Vera-Garcia, F., Barbado, D., Flores-Parodi, B., Alonso-Roque, J., & Elvira, J. (2014). activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea trunk muscle activation in spine stabilization exercises. *Revista Brasileira de cineantropometría & desempenho humano, 16*(2), 200-211. DOI: <http://dx.doi.org/10.5007/1980-0037.2014v16n2p200>
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of electromyography and kinesiology, 20*(1), 10-16. doi: 10.1016/j.jelekin.2009.03.010
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., Parodi, B. F., & McGill, S. M. (2007). Activación de los músculos del tronco durante situaciones que requieren de la estabilización del raquis. Estudio de caso único. *Apunts: Educación física y deportes, (87)*, 14-26.
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 16*(9), 497-505.